

Using Heart Rate and Blood Concentration Data in Order to Predict Hypotension of Hemodialysis Patients

V. Abouie¹, F. Towhidkhah^{2*}, V.R. Nafisi³, H. Sharifian⁴

¹M.Sc, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology

Vahid2371@yahoo.com

²Associated Professor, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology

Towhidkhah@aut.ac.ir

³Assistant Professor, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology

⁴B.Sc, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology

Hani.sharifian@gmail.com

Abstract

Today, Dialysis hypotension during hemodialysis process is the most common problems for about 20 to 30 percent of dialysis patients. In order to avoid this hypotension, blood pressure should be measured during dialysis process continuously and noninvasively But it is practically impossible and few devices for non-invasive and continuous blood pressure measurement are very expensive. Considering this subject, the parameters related to blood pressure should be used to reach this goal. The blood concentrations and heart rate changes are associated with blood pressure in dialysis patients, so in this study, we determined a model by these two parameters in order to predict the blood pressure of hemodialysis patients. After measuring blood concentration, Heart rate and blood pressure from 14 dialysis patients, using neural network model, we determined a new model that can predict blood pressure in dialysis patient by using blood concentration and heart rate data with 3.8 percent error between the real pressure and the pressure that predicted by the model.

Keywords: Hemodialysis, Hypotension, Patient's Blood Concentration, Neural Networks, Prediction of blood pressure

* Corresponding author

Address: Farzad Towhidkhah, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

Tel: +98 21 64542363

Fax: +98 21 66468186

E-mail: Towhidkhah@aut.ac.ir

پیش بینی افت فشار خون بیماران دیالیزی با استفاده از اطلاعات ضربان قلب و غلظت خون

وحید ابوئی^۱، فرزاد توحید خواه^۲، وحید رضا نفیسی^۳، هانی شریفیان^۴

^۱کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیر کبیر

^۲دانشگاه صنعتی امیر کبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشیار

Towhidkhah@aut.ac.ir

^۳سازمان پژوهش‌های علمی- صنعتی ایران، پژوهشکده برق و کامپیوتر، استادیار

^۴دانشگاه صنعتی امیر کبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، کارشناسی

چکیده

افت فشار خون بیماران دیالیزی در حین فرآیند همودیالیز از شایع‌ترین مشکلاتی است که امروزه حدود ۲۰ الی ۳۰ درصد از بیماران دیالیزی با آن روبرو هستند. در راستای جلوگیری از این افت فشار، می‌بایست فشار خون بیمار دیالیزی را در حین فرآیند همودیالیز حتی المقدور به صورت پیوسته و غیرتهاجمی اندازه‌گیری کرد. اما از آنجائی که این کار عملاً امکان‌پذیر نیست و دستگاه‌های اندازه‌گیری غیرتهاجمی و پیوسته‌ی افت فشار خون محدود و بسیار گران قیمت می‌باشند لذا می‌بایست با استفاده از پارامترهای مرتبط با افت فشار خون به این مقصود رسید. با توجه به ارتباط تغییرات غلظت خون و ضربان قلب با تغییرات فشار خون بیماران دیالیزی، در این مطالعه به ارائه مدلی پرداختیم که بتواند به وسیله‌ی تغییرات غلظت خون و ضربان قلب، فشار خون بیمار دیالیزی را پیش‌بینی نماید تا دیگر نیازی به اندازه‌گیری مستقیم فشار نباشد. در این راستا با استفاده از دستگاه‌های اندازه‌گیری تغییرات غلظت خون، ضربان قلب و فشارخون به ثبت داده‌های کلینیکی از ۱۴ بیمار دیالیزی و پس از آن با استفاده از داده‌های کلینیکی به ارائه مدل شبکه عصبی پرداختیم که این مدل توانائی پیش‌بینی افت فشار خون بیمار دیالیزی با استفاده از اطلاعات ضربان قلب و غلظت نسبی خون را با خطای ۳/۸ درصد دارا می‌باشد.

کلیدواژگان: همودیالیز، افت فشار خون، غلظت خون بیمار، ضربان قلب، شبکه عصبی، پیش‌بینی فشار خون.

عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان حافظ، دانشگاه صنعتی امیر کبیر، دانشکده مهندسی پزشکی

تلفن: ۰۲۱۶۴۵۴۲۳۶۳، دورنگار: ۰۲۱۶۶۶۸۱۸۶، پیام‌نگار: Towhidkhah@aut.ac.ir

۱- مقدمه

اصل استوار است که غلظت اجزای تشکیل دهنده خون که در عروق ثابت هستند، با تغییرات حجم پلاسما به صورت نسبی تغییر می‌کنند و این تغییر را می‌توان به روش‌های مختلف از قبیل آنالیز امپدانس بیوالکتریکی [۴، ۵]، اندازه‌گیری رسانایی خون [۴، ۶، ۷]، مانیتور هماتوکریت [۴، ۸، ۹]، و اندازه‌گیری پروتئین پلاسما [۴، ۱۰] اندازه‌گیری و به نمایش در آورد. تغییرات واقعی RBV توسط فرمول ۱ محاسبه می‌شود.

$$RBV(t) = \frac{c(0)}{c(t)} \times 100\% \quad [RBV] = \% \quad (1)$$

در رابطه‌ی فوق، C_0 و C_t غلظت اجزاء تشکیل‌دهنده خون در لحظه شروع و در یک زمان خاص از دیالیز می‌باشند.

اکثر دستگاه‌هایی که برای اندازه‌گیری RBV استفاده می‌شوند، هموگلوبین (Hb^2) یا هماتوکریت (Ht^3) [۱۱-۱۴] یا غلظت مجموع پروتئین پلاسما (شامل هموگلوبین) [۱۱]، ۱۵، ۱۶ را اندازه‌گیری می‌کنند.

سیستم‌هایی که بر پایه هموگلوبین یا هماتوکریت هستند هموگلوبین را توسط جذب نوری یک نور تک فرکانس اندازه‌گیری می‌کنند [۱۷-۱۹، ۱۱].

سیستم‌هایی که بر پایه مجموع پروتئین کار می‌کنند از این اصل استفاده می‌کنند که سرعت امواج مافوق صوت در خون به غلظت کل پروتئین یعنی جمع پروتئین‌های پلاسما و هموگلوبین وابسته است [۱۱، ۱۵، ۲۰].

یک نشانه دیگر برای احتمال افت فشار خون در بیماران دیالیزی، تغییرات در نرخ ضربان قلب است، چرا که این یک مکانیسم طبیعی بدن است که به هنگام افت فشار خون، با افزایش ضربان قلب و افزایش برون‌ده قلبی تا حدی به رفع افت فشار می‌پردازد [۱، ۲].

نرخ ضربان قلب را می‌توان به کمک ECG، پالس اکسیمتر و نیز از فشار شریانی در دستگاه همودیالیز به دست آورد [۲۱].

از میان تمامی روش‌هایی که برای تعیین پارامتری مرتبط با افت فشار خون بیماران دیالیزی، ابداع شده‌اند، برخی از

دستگاه همودیالیز برای گرفتن آب اضافی از خون، فقط به پلاسمای خون دسترسی دارد و پلاسمای خون از طریق سیستم عروقی با تمام مایعات قسمت‌های مختلف بدن در ارتباط است و حجم مایعات بدن را تنظیم می‌کند.

کنترل حجم خون در طول فرآیند همودیالیز به وسیله کنترل حجم پلاسما و کنترل نرخ آبگیری انجام می‌شود و تأثیر مستقیم روی سلامت دستگاه قلبی-عروقی و مغزی بیمار دارد. عدم توجه به این موضوع، کاهش بیش از حد حجم پلاسما و در نتیجه کاهش حجم خون را به دنبال خواهد داشت که منجر به افت ناگهانی فشار خون می‌شود.

نکته قابل توجه این است که این پدیده در حدود ۲۰ تا ۳۰٪ از فرآیندهای همودیالیز رخ می‌دهد. در نتیجه، جلوگیری از افت فشار یکی از مهمترین مشکلات پرستاران بخش دیالیز به شمار می‌آید [۱-۴].

در راستای جلوگیری از این افت فشار، می‌بایست فشار خون بیماران دیالیزی را در حین فرآیند همودیالیز حتی المقدور به صورت پیوسته و غیرتهاجمی اندازه‌گیری کرد. اما از آنجائی که این کار عملاً امکان پذیر نیست و دستگاه‌های اندازه‌گیری غیر تهاجمی و پیوسته‌ی افت فشار خون محدود و بسیار گران قیمت می‌باشند لذا می‌بایست به اندازه‌گیری پارامترهائی مبادرت ورزید که با فشار خون مرتبط باشند.

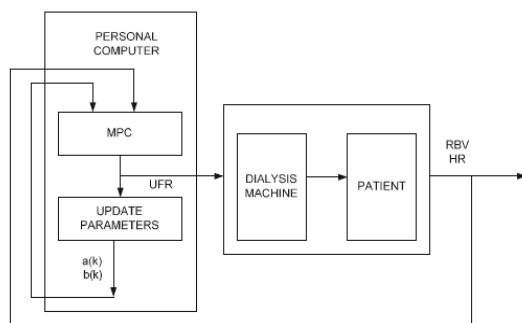
معمولاً افت فشار خون در حین همودیالیز در اثر کاهش حجم خون، آن هم به دلیل عدم بازیابی کافی پلاسمای خون در مقابل آبگیری از خون می‌باشد، لذا نظارت همزمان حجم خون می‌تواند برای ما این امکان را فراهم سازد که احتمال افت فشار خون را قبل از اتفاق افتادن آن پیش‌بینی کنیم.

۲- مروری بر مطالعات انجام شده

وسایل اندازه‌گیری تغییرات حجم نسبی خون (RBV^1) به صورت غیرتهاجمی این امکان را فراهم می‌سازند که ارزیابی RBV به صورت مستمر و پیوسته با زمان در طول فرآیند همودیالیز انجام پذیرد. پایه این تکنیک غیرتهاجمی بر این

¹ Related blood volume² Haemoglobin³ Haematocrit

بیماران را با استفاده از تنظیم میزان آگیری دستگاه دیالیز در مقدار مطلوب خود نگه دارند [۲۶].



شکل ۱- نحوه ی کنترل وضعیت همودینامیکی بیمار دیالیزی بر مبنای اطلاعات تغییرات حجم نسبی خون و ضربان قلب با استفاده از کنترل گر پیش بین تطبیقی [۲۶]

در این روش با توجه به ارتباط پارامترهای ضربان قلب و حجم نسبی خون بر روی فشار خون بیماران دیالیزی و تنظیم آن‌ها در مقدار مطلوب، کنترل وضعیت همودینامیکی بیماران دیالیزی به خوبی صورت گرفته است ولی ارتباط کمی بین این دو پارامتر و فشار خون مورد بحث و بررسی قرار نگرفته است.

توجه به ارتباط تغییرات غلظت خون^۴ (CB) و ضربان قلب^۵ (HR) با تغییرات فشار خون بیماران دیالیزی و اندازه گیری راحت این دو پارامتر و از آنجا که تاکنون ارتباط کمی فیما بین این پارامترها ارائه نشده است، بر آن شدیم تا در این مطالعه به بررسی کمی ارتباط این دو پارامتر با فشار خون بیماران دیالیزی بپردازیم. بدیهی است در صورت یافتن یک ارتباط کمی، می توان به جای اندازه گیری مستقیم فشار خون بیمار دیالیزی، دو پارامتر غلظت خون و ضربان قلب را اندازه گیری و از این طریق تغییرات فشار خون بیمار دیالیزی را مانیتور کرد.

۳- روش کار

برای بررسی ارتباط تغییرات غلظت خون (CB) و ضربان

از میان تمامی روش هایی که برای تعیین پارامتری مرتبط با افت فشار خون بیماران دیالیزی، ابداع شده اند، برخی از آنها در عمل نیز مورد استفاده قرار گرفته و بر روی دستگاه های همودیالیز نصب شده اند.

دستگاه Hema Metrics, Kaysville, UT,) Crit-Line (U.S.A) که به صورت یک دستگاه مستقل از دستگاه دیالیز استفاده می شود، از یک روش نوری غیرتهاجمی، مقدار مطلق هماتوکریت و اشباع اکسیژن را اندازه می گیرد و با این عمل در حین فرآیند همودیالیز تغییرات RBV را محاسبه کرده و در اختیار کاربر قرار می دهد [۲۴-۲۲, ۴].

Hemoscan (Gambro-Hospital, Germany) که به صورت یکپارچه با دستگاه دیالیز عرضه می شود با ارسال یک نور تک فرکانس و محاسبه جذب نوری آن، هموگلوبین را اندازه گیری نموده و از روی آن تغییرات RBV را محاسبه می نماید [۱۹, ۱۴, ۲۲].

BVM^۴ یا به عبارتی سیستم مانیتور حجم خون (Fresenius, Germany) بر روی دستگاه دیالیز نسل جدید Fresenius 5008 به بازار عرضه شده است و با اندازه گیری غلظت کل پروتئین (TPC^۵)، یعنی مجموع پروتئین پلاسما و هموگلوبین، با روش اولتراسونیک تغییرات RBV را محاسبه می نماید [۲۲, ۲۵].

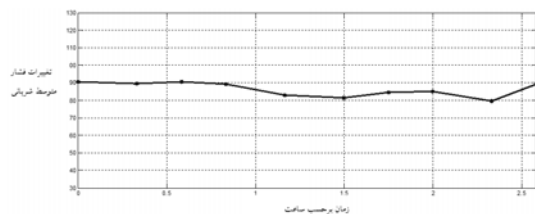
از سال ۱۹۹۴ تا ۲۰۰۳، سانتورو^۶ و همکاران در مطالعات مختلف [۳۲-۱۳, ۱۴, ۱۹, ۲۸] با توجه به تاثیر تغییرات حجم خون بر روی وضعیت همودینامیکی بیمار به اندازه گیری و کنترل این پارامتر در مقدار مطلوب برای کنترل افت فشار خون بیمار دیالیزی پرداختند. در این مطالعات هدف اصلی کنترل وضعیت همودینامیکی بیمار بوده و هیچ ارتباط کمی بین پارامتر حجم خون و فشار خون ارائه نشده است.

در سال ۲۰۱۰، فیزان جاود^۷ و همکاران در بیمارستانی در سیدنی استرالیا، با اخذ فیدبک حجم نسبی خون و تغییرات ضربان قلب از ۱۲ بیمار دیالیزی و با استفاده از روش کنترل پیش بین توانستند حجم نسبی خون و ضربان قلب این

^۴Blood Volume Monitor
^۷ Faizan Javed

^۵Total Protein Concentration
^۸Concentration of Blood

^۶Santoro
^۹Heart Rate



شکل ۲- نمودار تغییرات غلظت خون، ضربان قلب و فشار متوسط شریانی یکی از بیماران

سپس بر مبنای این اطلاعات به دست آمده به بررسی ارتباط تغییرات غلظت خون (CB) و ضربان قلب (HR) با تغییرات فشار خون بیماران دیالیزی پرداختیم.

۴- مدل پیشنهادی

در این مطالعه، از میان روش‌های موجود برای برقراری نگاهت و پیش‌بینی کننده، شبکه‌ی عصبی به علت توانایی ایجاد روابط غیر خطی و سهولت در استفاده، انتخاب و از آن به عنوان مدلی برای نگاهت دو پارامتر تغییرات غلظت نسبی خون و ضربان قلب به تغییرات فشار و در نهایت پیش‌بینی فشار استفاده شده‌است.

با توجه به بررسی‌های کلینیکی صورت گرفته، در صورتی که بتوان با استفاده از اطلاعات ضربان قلب و غلظت خون بیمار، فشار را در ۵ دقیقه‌ی بعد پیش‌بینی کرد، آن‌گاه زمان کافی برای جلوگیری از افت فشار خون بیماران دیالیزی موجود می‌باشد لذا هدف از ارائه مدل پیش‌بین، پیش‌بینی فشار خون بیماران دیالیزی در ۵ دقیقه بعد بر مبنای اطلاعات کنونی ضربان قلب و غلظت خون آن‌ها می‌باشد.

در راستای تعلیم شبکه عصبی، از برنامه‌ی Matlab جعبه ابزار nntool استفاده شد. شبکه عصبی مورد استفاده، جلو سو و روند یادگیری آن بر مبنای روش پس انتشار خطا می‌باشد. در مجموع به تعداد مریض‌ها یعنی ۱۴ بار فرآیند تعلیم شبکه عصبی صورت پذیرفت که در هر مورد تعلیم، از داده‌های متعلق به تمامی مریض‌ها به جز یک مریض خاص برای تعلیم شبکه عصبی و از داده متعلق به آن مریض به عنوان داده‌های تست شبکه عصبی تعلیم داده شده استفاده شد. در گام نخست در مطالعه [۳۳] روند انتخاب ورودی-

قلب (HR) با تغییرات فشار خون بیماران دیالیزی، در گام نخست به ثبت داده‌های ضربان قلب، غلظت خون و فشار خون از ۱۴ بیمار دیالیزی بستری شده در بخش دیالیز بیمارستان لبافی نژاد تهران پرداختیم.

در راستای ثبت داده‌های کلینیکی ضربان قلب، غلظت خون و فشار خون بیماران دیالیزی در حین فرآیند همودیالیز از ۱۴ بیمار بستری شده در بخش دیالیز بیمارستان لبافی نژاد تهران این اطلاعات ثبت گردید. در جدول ۱ جزئیات اطلاعات ثبت شده از این بیماران موجود می‌باشد.

جدول ۱- پارامترهای اندازه‌گیری شده و بازه‌های زمانی اندازه-

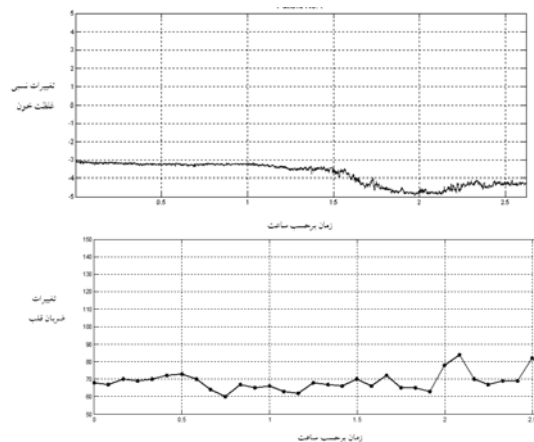
گیری

پارامتر اندازه‌گیری	بازه‌های زمانی اندازه‌گیری
تغییرات ضربان قلب (HR)	هر ۵ دقیقه یکبار
تغییرات غلظت خون (CB)	هر ۱ دقیقه یکبار
فشار (NIBP)	هر ۱۵ دقیقه یکبار

پس از ثبت اطلاعات، برای آن که اثر هر دو فشار سیستولیک (SP) و دیاستولیک (DP) را در نظر گرفته باشیم، از فشار متوسط شریانی (MAP) استفاده نمودیم که ارتباط آن با فشار سیستولیک و دیاستولیک در رابطه‌ی ۲ قابل رویت می‌باشد [۲۷].

$$MAP \cong \frac{(2 \times DP) + SP}{3} \quad (2)$$

در شکل‌های ۲ نمونه اطلاعات ثبت شده از یکی از بیماران موجود می‌باشد.



$$Error = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |(MAP_real)_i - (MAP_Model)_i|}{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (MAP_real)_i} \quad (3)$$

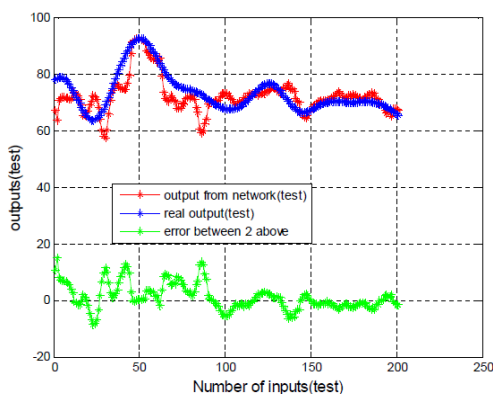
درصد خطای متوسط فشار برای داده‌های تعلیم و درصد خطای متوسط فشار پیش‌بینی شده برای داده تست (هر یک از بیماران) در ۱۴ مرتبه تعلیم شبکه عصبی (که در هر مرتبه اطلاعات یک بیمار به عنوان داده تست و اطلاعات مابقی بیماران به عنوان داده های تعلیم مورد استفاده قرار گرفتند) به شرح ارائه شده در جدول ۲ می‌باشد.

جدول ۲- درصد خطای متوسط فشار برای داده‌های تعلیم و درصد خطای متوسط فشار پیش‌بینی شده هر یک از بیماران در ۱۴ مرتبه تعلیم

شبکه عصبی

داده های تست															
داده تست(شماره هر بیمار)	3	4	1	3	3	2	6	6	4	4	4	17	18	19	متوسط
درصد خطای متوسط فشار پیش بینی شده	4	4	1	3	3	2	6	6	4	4	4	6	5	2	3.8
داده های تعلیم															
درصد خطای متوسط فشار	5	4	6	4	4	3	5	5	4	5	5	3	4	6	4.9

همان‌طور که از جدول ۲ قابل مشاهده می‌باشد درصد خطای متوسط فشار پیش‌بینی شده در هر مرتبه (برای هر بیمار) به طور متوسط ۳/۸ درصد می‌باشد. نمودار خروجی واقعی، خروجی مدل و اختلاف بین این دو برای یک نمونه از بیماران در شکل ۳ قابل مشاهده می‌باشد.



شکل ۳- نمودار فشار شریانی پیش‌بینی شده یکی از بیماران دیالیزی (فشار واقعی، حاصل از مدل و اختلاف این دو)

های به شبکه عصبی به گونه‌ای بود که درصد خطای متوسط پیش‌بینی فشار ۹ درصد بود و خروجی شبکه عصبی تغییرات زیادی داشت. در این مطالعه بر آن شدیم تا با استفاده از فیلتر پائین‌گذر در ورودی شبکه عصبی یا به عبارتی استفاده از انتگرال‌گیر در ورودی، تغییرات در خروجی شبکه عصبی را کاهش و خطای متوسط پیش‌بینی فشار خون را بهبود ببخشیم.

بر این مینا ورودی‌های به شبکه عصبی به شرح ذیل می‌باشند.

$$\begin{aligned} \text{Input1}(t) &= \text{Mean}[\text{Pro_CB}(t), \dots, \text{Pro_CB}(t-4)] \\ \text{Input2}(t) &= \text{Mean}[\text{Pro_HR}(t), \dots, \text{Pro_HR}(t-4)] \\ \text{Input3}(t) &= \text{Input1}(t-1) \\ \text{Input4}(t) &= \text{Input2}(t-1) \\ \text{Input5}(t) &= \text{Input1}(t-2) \\ \text{Input6}(t) &= \text{Input2}(t-2) \end{aligned}$$

که در آن

$$\text{pro_CB}(t) = \frac{CB(t) - (-0.5)}{100}$$

$$\text{pro_HR}(t) = \frac{HR(t) - 80}{100}$$

خروجی شبکه عصبی نیز به شرح ذیل می‌باشد.

$$\text{Pro_MAP}(t+5)$$

که در آن

$$\text{pro_MAP}(t) = \frac{MAP(t) - MAP(0)}{MAP(0)}$$

بر مبنای اطلاعات ورودی و خروجی اشاره شده در فوق و در بررسی‌های مکرر به صورت سعی و خطا، ساختار زیر برای این مدل شبکه عصبی انتخاب گردید.

شبکه عصبی ۴ لایه، با سه لایه پنهان، اولی ۸ نورون، دومی ۶ نورون، سومی ۴ نورون و لایه خروجی به صورت tansig.

پس از اعمال اطلاعات ثبت شده از بیماران به شبکه عصبی انتخاب شده، در راستای بررسی صحت پیش‌بینی توسط مدل از رابطه‌ی تقسیم متوسط قدرمطلق خطا^{۱۰} بر متوسط سیگنال واقعی استفاده نموده‌ایم که در رابطه‌ی ۳ مشاهده می‌باشد. در این رابطه n تعداد نقاط زمانی به فاصله ۱ دقیقه از نمودار فشار خون بیمار دیالیزی می‌باشد.

¹⁰MAE(mean absolute error)

پنهان، اولی ۸ نورون، دومی ۶ نورون، سومی ۴ نورون و لایه خروجی به صورت tansig و لحاظ کردن فیلتر پائین‌گذر در ورودی شبکه عصبی در مقایسه با روش مطالعه [۳۳]، در ۱۴ مرتبه متفاوت که در هر مرتبه یک بیمار به عنوان داده تست و مابقی بیماران به عنوان داده‌های تعلیم لحاظ شدند به بررسی درصد خطای فشار پیش بینی شده توسط مدل با مقدار واقعی فشار پرداختیم که مقدار متوسط خطا در این ۱۴ مرحله برابر با ۳/۸ درصد می‌باشد که به میزان ۵/۲ درصد نسبت به روش قبل بهبود یافت.

سیاسگزاری

در اینجا نگارندگان، از همکاری پرستاران بخش دیالیز بیمارستان لبافی‌نژاد تهران و نیز اعضای پروژه دیالیز سازمان پژوهش‌های علمی و صنعتی ایران قدردانی می‌نمایند.

مراجع

- [۱] جان تی داکراس، پیتز جی بلیک، تاد اس اینگ، "دیالیز"، گروه مترجمان، ویرایش سوم، چاپ اول، تهران: انتشارات دلیر، ۱۳۸۲
- [۲] گروه نویسندگان، "پرستار و دیالیز"، ویرایش دوم، وزارت بهداشت درمان و آموزش پزشکی معاونت سلامت اداره پیوند و بیماری‌های خاص: شرکت انتشارات لحظه، پاییز ۱۳۸۸
- [3] Oda Masami, Hokama Sanehiro, Sugaya Kimio, Hatano Tadashi, Ogawa Yoshihide, Department of Urology, School of Medicine, University of the Ryukyus, Okinawa, Japan, "New Blood Volume Monitoring Method for Hemodialysis: A-V Pressure Gradient Measurement by Synchronized One point Reading", *Artificial Organs*, 2004, 28(7), pp.683-689
- [4] www.vascularweb.org
- [5] Maejima S., Iwamoto T., Kobayashi S., "Analysis of the Optimal Body Fluid Level Using a Body Composition Analyzer As Well As Crit-Line in Patients Undergoing Hemodialysis", *Tousekikaishi*, 1999, 32, pp.199-203
- [6] Kouw PM., Olthof CG., Ter Wee PM., et al., "Assessment of Postdialysis Dry Weight: An Application of the Conductivity Measurement Method", *Kidney Int*, 1992, 41, pp.440-444
- [7] Yamauchi T., Yanai M., Takahashi S., Man N-K., "Blood Density Monitoring During Dialysis", *Artif Organs*, 1996, 20, pp.981-985
- [8] De Vries J-P PM., Olthof CG., Visser V., et al., "Continuous Measurement of Blood Volume Uring

در مقایسه با مطالعه [۳۳] به علت استفاده از انتگرال‌گیر در ورودی شبکه عصبی، میزان تغییرات خروجی کاهش و به همین علت میزان خروجی شبکه عصبی به میزان واقعی فشار نزدیکتر و خطا به میزان ۵/۲ درصد کاهش یافت.

۵- جمع بندی و نتیجه‌گیری

همانطور که در ابتدا نیز بحث شد افت فشار خون در حین فرآیند همودیالیز از شایع‌ترین مشکلاتی است که در حدود ۲۰ درصد از بیماران دیالیزی با آن روبرو هستند. از جمله مشکلاتی که هم اکنون در بخش‌های دیالیز با آن روبرو هستند نداشتن امکانات لازم برای پی بردن به این موضوع می‌باشد چرا که لازمی آن مانیتور کردن پیوسته‌ی فشار خون بیماران دیالیزی است که این امر به علت هزینه‌ی بالای دستگاه‌های موجود عملاً امکان پذیر نیست و تنها راه موجود برای پی بردن به وضعیت بیمار سؤال از خود بیمار و یا بررسی فشار وی در بازه‌های زمانی نیم‌ساعت یکبار و یا بیشتر می‌باشد. بدیهی است با این وجود مواردی نیز پیش می‌آید که بیماران دچار افت فشار می‌شوند و از حال می‌روند، که در برخی موارد از چشم پرستاران دور می‌ماند که بعضاً به مرگ آن‌ها نیز منجر می‌شود. در این راستا و برای رفع این مشکل، تاکنون مطالعات مختلفی صوت گرفته است که بر مبنای اطلاعات ضربان قلب و غلظت خون بیماران به کنترل وضعیت همودینامیکی بیمار دیالیزی می‌پردازند ولی در هیچکدام از آن‌ها ارتباط کمی فیما بین این دو پارامتر و فشار خون بیمار دیالیزی ارائه نشده است. در این مطالعه با توجه به اهمیت این موضوع در بحث مانیتور کردن بیماران در هنگام دیالیز با استفاده از داده‌های غلظت خون بیمار و ضربان قلب که به صورت غیر تهاجمی ثبت می‌شوند و با استفاده از شبکه عصبی، به ارائه‌ی مدلی پرداختیم که علاوه بر ایجاد نگرانی از این دو پارامتر به افت فشار خون، بتواند فشار بیمار را نیز پیش‌بینی نماید.

در این راستا پس از ثبت داده‌های غلظت خون، ضربان قلب و نیز فشار واقعی از ۱۴ بیمار دیالیزی بیمارستان لبافی‌نژاد تهران به وسیله‌ی مدل شبکه عصبی ۴ لایه، با سه لایه

- [21] DeCarlo R., Meirina C., "Parameter Identification and Adaptive control of an Ultrafiltration Process in Hemodialysis", Proceedings of the American Control Conference, Chicago, USA, 2000, June, pp.2967-2971
- [22] Judith J. DASSELAAR. "Relative Blood Volume Measurements During Haemodialysis: Comparison Between Three Noninvasive Devices". *Haemodialysis International*, 2007, 11, pp.448-455
- [23] Greenwood RN., Aldridge C., Cattell WR., "Serial Blood Water Estimations and In-Line Blood Volume Viscometry: The Continuous Measurements of Blood Volume During Dialysis Procedures", *Clin Sci*, 1984, 66, pp.575-583
- [24] "The CRIT-LINE IITQA System User Manual". Hema Metrics, Kaysville, UT, U.S.A
- [25] www.blog.suntechmed.com
- [26] Faizan Javed ., Andrey V. Savkin ., Gregory S. H. Chan ., Paul M. Middleton ., Philip Malouf ., Elizabeth Steel ., James Mackie ., Teddy M. Cheng., "Model predictive control of relative blood volume and heart rate during hemodialysis ", *Med Biol Eng Comput*, 2010, 48, pp.389-397
- [27] http://en.wikipedia.org/wiki/Mean_artieral_pressure
- [28] Santoro A., Mancini E., Paolini F., Spongano M, Zuccelli P., "Automatic control of blood volume trends during he- modialysis" , *ASAIO*, 1994 J, 40, M419-M422.
- [29] Santoro A., Mancini E., "Biofeedback in blood volume regulation during hemodialysis " , *Nefrologia*, 1997, 17(suppl 1), 56-60
- [30] Santoro A., Mancini E., Paolini F., " Blood volume regulation during hemodialysis" , *Am J Kidney Dis*, 1998, 32(5) ,739-48
- [31] Antonio Santoro., Elena Mancini., Carlo Basile., Luigi Amoroso., Salvatore Di Giulio., Mario Usberti., Giuliano Colasanti., Giuseppe Verzetti., Alessandro Rocco., Enrico Imbasciati., Giovanni Panzetta., Roberto Bolzani., Fabio Grandi and Maurizio Polacchini , "Blood volume controlled hemodialysis in hypotension-prone patients: A randomized, multicenter controlled trial " , *Kidney International*, 2002, 62, 1034-1045
- [32] Santoro A, Mambelli E, Canova C, Lopez A, Sestigiani E, Mancini E., "Biofeedback in dialysis " , *J Nephrol*. Nov-Dec, 2003, 16 Suppl 7, S48-56.
- [33] Abouei Vahid., Sharifian Hani., Towhidkha Farzad., Nafisi Vahidreza., Abouie Hamid., "Using neural network in order to predict hypotension of hemodialysis patients" , *Electrical Engineering (ICEE)*, 19th Iranian Conference on , 2011, pp.1-4
- [9] Ishihara T., Igarashi I., Kitano T., Shinzato T., Maeda K., "Continuous Hematocrit Monitoring Method in an Extracorporeal Circulation System and Its Application for Automatic Control of Blood Volume During Artificial Kidney Treatment", *Artif Organs*, 1993, 17, pp.708-716
- [10] Yokose S., Miyamoto J., "Beneficial Effects on Intra-Dialytic Hemodynamic Stability of the Applications of Blood Volume Monitor and Blood Temperature Monitor", *Jpn J Art Organs*, 2000, 29, pp.399-406
- [11] Judith J. Dasselaar et al., "Measurement of Relative Blood Volume Changes During Haemodialysis: Merits and Limitations", *Nephrol Dial Transplant*, 2005, 20, 2043-2049
- [12] Steuer R., Harris D., Conis J. "A New Optical Technique for Monitoring Hematocrit and Circulating Blood Volume: Its Application in Renal Dialysis". *Dial Transplant*, 1993, 22, pp.260-265
- [13] Mancini E., Santoro A., Spongano M., et al., "Continuous On-line Optical Absorbance Recording of Blood Volume Changes During Hemodialysis", *Artif Organs*, 1993, 17, pp.691-694
- [14] Paolini F., Mancini E., Bosetto A., Santoro A. "Hemoscan: A Dialysis Machine-Integrated Blood Volume Monitor". *Int J Artif Organs*, 1995, 18(9), pp.487-494
- [15] Johner C., Chamney PW., Schneditz D., Kramer M. "Evaluation of an Ultrasonic Blood Volume Monitor". *Nephrol Dial Transplant*, 1998, 13, pp.2098-2103
- [16] Schneditz D., Poggitsch H., Horina J., Binswanger U., "A Blood Protein Monitor for the Continuous Measurement of Blood Volume Changes During Hemodialysis", *Kidney Int.*, 1990, 38, pp.342-346
- [17] Andrulli S., Colzani S., Mascia F. et al., "The Role of Blood Volume Reduction in the Genesis of Intradialytic Hypotension", *Am J. Kidney Dis*, 2002, 40, pp.1244-1254
- [18] Mitra S., Chamney P., Greenwood R., Farrington K., "Linear Decay of Relative Blood Volume During Ultrafiltration Predicts Hemodynamic Instability", *Am J. Kidney Dis*, 2002, 40, pp.556-565
- [19] Santoro A., Mancini E., Paolini F., Zucchelli P. "Blood Volume Monitoring and Control". *Nephrol Dial Transplant*, 1996, 11(Suppl 2), pp.42-47
- [20] Schneditz D., Moser M., Smolle-Juttner FM., Dorp E., Poggitsch H., Kenner T., "Methods in Clinical Hemorheology: The Continous Measurement of Arterial Blood Density and Blood Sound Speed in Man", *Biorheology*, 1989, 27, pp.895-902

[۳۴]